

Sergei Bazoulev

Urheilijan rasiustilaa mittaavat menetelmät ja laitteet

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Sähkötekniikan koulutusohjelma

Insinöörityö

29.4.2016

Tekijä(t) Otsikko	Sergei Bazoulev Urheilijan rasitustilaa mittaavat menetelmät ja laitteet
Sivumäärä Aika	30 sivua + 1 liite 29.4.2016
Tutkinto	Insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	Sähkötekniikan koulutusohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	Elektroniikka ja terveydenhuollon tekniikka
Ohjaaja(t)	Lehtori Janne Mäntykoski
<p>Tämän työn tarkoitus oli tutkia urheilijoille suunnattuja laitteita, joita käytetään elimistön kuormitustason mittaamiseen. Tavoite oli tutustua minkälaisia biosähköisiä ilmiöitä käytetään urheilijan stressitilan analysoimiseksi sekä millaisilla laitteilla niitä tutkitaan.</p> <p>Valitsin tähän työhön kolme yleisesti käytössä olevaa menetelmää, joilla tutkitaan kehon kuormitustason muutosta. HRV:llä, EKG-datan amplitudi- ja taajuusanalyysillä, sekä aivojen DC-tason rekisteröinnillä on pitkä tutkimushistoria ja ne ovat osoittautuneet luotettaviksi menetelmiksi tutkittaessa urheilusuorituksen aiheuttamaa rasitusta.</p> <p>Aluksi tutustun jokaisen menetelmän kohdalla niillä mitattavien signaalien syntymekanismiin. Käyn läpi, minkälaisia ilmiöitä laitteet mittaavat ja miten kuormitustason vaihtelu vaikuttaa niihin. Tämän jälkeen syvennyn tarvittaviin laitevaatimuksiin, jotka mahdollistavat tarkat mittaukset. Lopussa käyn läpi markkinoilla olevia tuotteita, jotka käyttävät tässä työssä esiintyviä menetelmiä.</p>	
Avainsanat	HRV, stressitila, DC-tason rekisteröinti

Author(s) Title Number of Pages Date	Sergei Bazoulev Devices and Methods for Measuring Athlete's Readiness for Training 30 pages + 1 appendix 29 April 2016
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electrical Engineering
Specialisation option	Electronics and Medical Engineering
Instructor(s)	Janne Mäntykoski, Senior Lecturer
<p>The purpose of this work was to study devices that athletes use to measure their readiness for training. The aim was to investigate what kind of biopotential signals are used in analyzing athlete's stress levels and what kind of devices are used in measuring them.</p> <p>For this work three widely used methods for measuring athlete's readiness and functional state were chosen: HRV, amplitude-frequency analysis of electrocardiogram and DC-potentials of the brain have all been studied for a long time and have proven to express accurately athletic readiness.</p> <p>For each method the origins of biopotential signals that the method measures and how the signals change when the subject is in overtraining state were studied. Capabilities the devices must possess for accurate measurements were clarified and consumer market devices that use methods studied in this work were examined.</p>	
Keywords	HRV, functional state, DC-potentials

Sisällys

Lyhenteet

1	Johdanto	1
2	DC-tason rekisteröinti	2
2.1	Aivojen sähköinen toiminta	2
2.1.1	Sähkö- ja magneettiaaltojen syntymekanismit aivoissa	4
2.1.2	Lähteiden paikannus	5
2.2	DC-tason rekisteröinnin historia	8
2.3	DC-tason rekisteröinnin käyttö urheilutieteessä	9
2.4	Laitevaatimukset ja menetelmät	10
3	Sykevälivaihtelu	12
3.1	Sydämen sähköinen sykli	12
3.2	Sykevälivaihtelun tutkimushistoria	14
3.3	Sykevälivaihtelun teoria	14
3.4	Sykevälivaihtelun mittaus- ja analysointi menetelmät	16
3.4.1	Poincare-plot-menetelmä	17
3.4.2	Taajuuskenttäanalyysi	19
3.4.3	Aikakenttäanalyysi	19
3.5	Laitevaatimukset	21
3.6	EKG-datan amplitudi- ja taajuusanalyysi	23
4	Markkinoilla olevat laitteet ja niiden ominaisuudet	24
4.1	Yritykset	24
4.2	Polar	25
4.3	Firstbeat	26
4.4	Omegawave	27
4.5	Tulosten tulkinta	28
5	Loppupohdintoja	30
	Lähteet	32

Liite 1 Vertailuelektrodin paikan muutoksen vaikutus signaalin aaltomuotoon ja kenttäkuvioon.

Lyhenteet

HRV	Heart rate variability. Sykevälivaihtelu.
EKG	Elektrokardiografia.
DC	Direct current. Tasavirta.
PSP	Postsynaptinen potentiaali.
GAMA	Gamma-aminovoihappo.
EEG	Elektroenkefalografia.
Ag/AgCl	Hopea-hopeakloridi.
HF	High frequency. Korkeataajuus.
LF	Low frequency. Matalataajuus.
VLF	Very low frequency. Erittäin matala taajuus.
ULF	Ultra low frequency. Äärimmäisen matala taajuus.
DFA	Detrended fluctuation analysis. Epälineaarinen analysointi menetelmä sykevälivaihtelulle.
FFT	Fast Fourier transformation. Fourier -muunnos.
SDNN	Sykevälin keskihajonta.
RMSSD	Peräkkäisten sykevälien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri.
NN50	Sykevälivaihtelun laskentamenetelmä, jossa lasketaan toisistaan yli 50 ms eroavien RR-intervallien lukumäärä.
pNN50	Sykevälivaihtelun suuritaajuuksisia komponentteja kuvaava menetelmä.

\overline{HR}	Keskisyke.
\overline{RR}	Sykevälien keskiarvo.
VO2	Maksimaalinen hapenottokyky.
EPOC	Excess Post-Exercise Oxygen consumption. Kuvaa harjoituksen jälkeistä lepotason ylittävää hapenkulutuksen määrää.

1 Johdanto

Urheiluperäisen rasitustilan tutkimiseen tarkoitettuja laitteita on viimeisen vuosikymmenen aikana ilmestynyt paljon kaupallisille markkinoille. Aikaisemmin vain huippu-urheilijoilla oli mahdollisuus käyttää tällaisia laitteita, mutta tekniikan kehityksen myötä tavallisille kuntoilijoille on nyt avautunut mahdollisuus samankaltaisten laitteiden käyttöön. Ylikunto ei ole pelkästään huippu-urheilijoiden vaiva, vaan se voi yllättää myös tavallisen himoliikkujan, joten rasitustilaa mittaavalle laittelle on tarvetta myös kotikäytössä. Kyseisiä laitteita voi teoriassa käyttää myös työperäisen stressin mittaamiseen ja analysoimiseen, jotka tekevät niistä entistä hyödyllisempiä.

Urheileminen aiheuttaa elimistölle stressiä. Vaikka stressi mielletään yleensä negatiiviseksi asiaksi, fakta on, että lievä stressi on osa elimistön normaalia toimintaa ja tarpeellista urheilullisessa kehityksessä. Vasta silloin kun stressi kasaantuu, alkaa se aiheuttamaan ongelmia, ja keho ajautuu ylikuntoon. Ylikunto jaetaan yleensä kahteen eri tilaan. Sympaattisen hermoston ja parasympaattisen hermoston ylikuntoon. Sympaattisen hermoston ylikunnon aiheuttaa intensiivinen, kovilla tehoilla tapahtuva harjoittelu. Parasympaattisen hermoston ylikunnon sen sijaan aiheuttaa yleensä pitkään jatkunut, harjoitusmäärältään suuri aerobinen harjoittelu.

Ylikuntoa välttääkseen ja optimoidakseen harjoittelun, on tärkeää saada infoa sympaattisen ja parasympaattisen hermoston tilasta. HRV eli sykevälivaihtelu on menetelmä, jolla saadaan tietoa jälkimmäisestä, monitoroimalla sydämen sähköistä toimintaa. Sykevälivaihtelu voidaan suorittaa joko tarkalla sykemittarilla tai EKG-laitteella. HRV on todistettu luotettavaksi menetelmäksi arvioida parasympaattisen hermoston tilaa ja sitä on käytetty lääketieteessä jo vuosikymmeniä. Sykevälivaihtelu kertoo myös jotain sympaattisen hermoston tilasta, mutta pääosin sitä käytetään kuitenkin parasympaattisen hermoston analysoimiseen. Sympaattisen hermoston tutkimiseen on käytetty DC-tason rekisteröintiä. Kyseisellä menetelmällä mitataan aivojen matalataajuisia sähköisiä potentiaaleja. DC-tason rekisteröinti ei ole lääketieteessä saanut omaa asemaansa muiden aivojen sähköisiä ilmiöitä tutkivien menetelmien rinnalla, koska mittaukset ovat alttiita lukuisille epäluotettavuustekijöille. Aivojen matalataajuiset signaalit ovat kuitenkin osoittautuneet tärkeiksi indikaattoreiksi keskushermoston valmiustilasta ja elimistön stressinsietokyvystä. Saadakseen kokonaiskuvan urheilijan palautumisesta on hyvä

saada tietoa myös elimistön aineenvaihdunnan tilasta. Tätä tutkitaan EKG-datan amplitudi- ja taajuusanalyysillä.

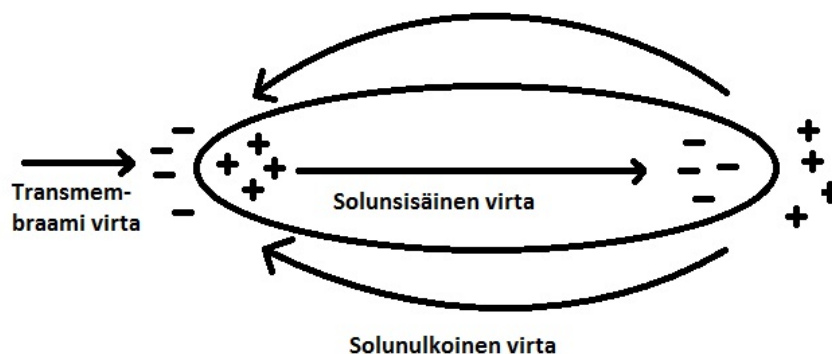
Tämän työn tarkoitus on tutkia kahta rasitustilaa analysoivaa menetelmää: aivojen DC-tason rekisteröintiä ja sykevälivaihtelua, sekä käydä läpi näillä menetelmillä mitattavien fysiologisten sähköisten signaalien syntymekanismeja. Käyn lyhyesti läpi myös EKG-datan amplitudi- ja taajuusanalyysin, koska silläkin on oma rooli arvioitaessa urheilijan palautumisprosessia.

Vaikka tässä työssä esiintyviä laitteita käytetään pääosin fyysisestä rasituksesta aiheutuvan stressin mittaamiseen, lopussa kuitenkin pohdin, minkälaisia käyttömahdollisuuksia tällaisille laitteille olisi urheilupiirien ulkopuolella.

2 DC-tason rekisteröinti

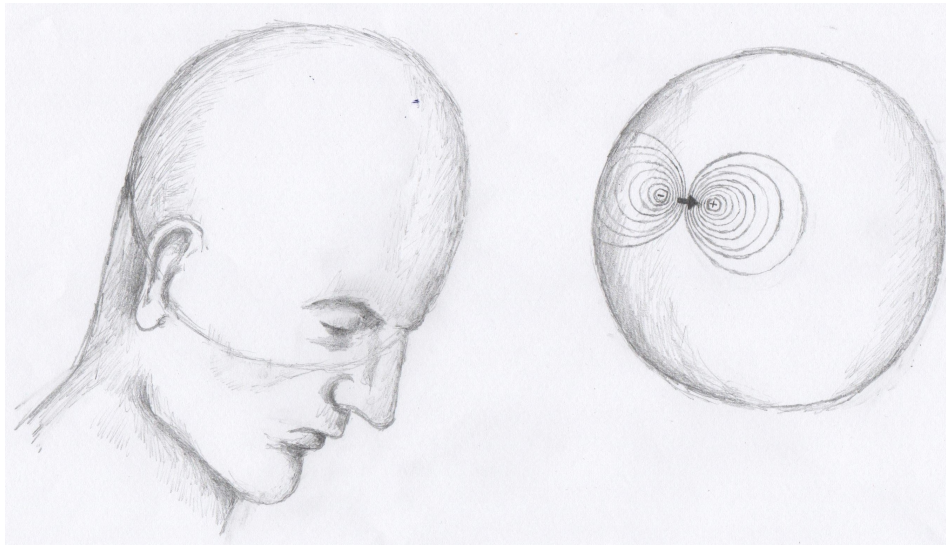
2.1 Aivojen sähköinen toiminta

Kemiallisen energian muuttuminen sähköiseen muotoon on kaikkien biosähköisten ilmiöiden takana. Virtatiheys J passiivisessa väliaineessa on Ohmin lain mukaisesti $J = \sigma \cdot E$, missä E on sähkökentän voimakkuus ja σ kudoksen johtavuus. Syntyvän virran sähkökenttä luo Ohmin lain mukaan käyttäytyvät solunsisäiset (intraseellulaariset) ja solunulkoiset (extraseellulaariset) virrat (kuva 1).

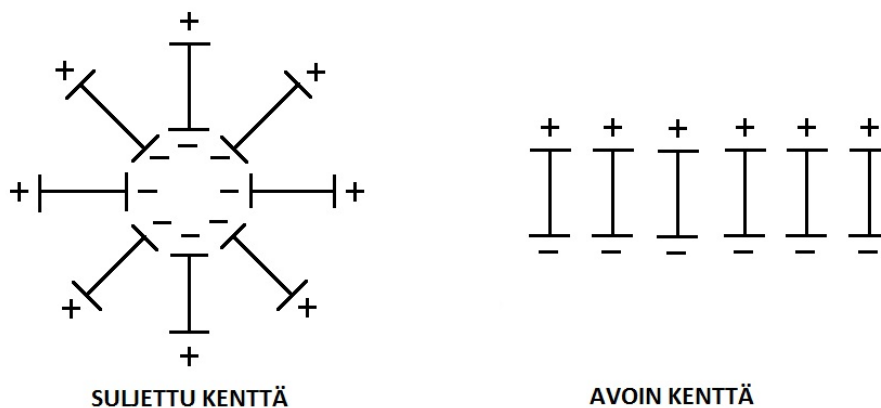


Kuva 1. Yksinkertaistettu havainnointikuva aktiivisessa tilassa olevasta hermosolusta

Intrasellulaarista virtaa voidaan kuvata virtadipolilla. Ihmispään geometristä muotoa hyödyntämällä virtadipolin synnyttämän sähkökentän tarkastelussa voidaan käyttää pallomallia, jossa pää on kuvattuna symmetrisenä pallona (kuva 2). Oikeassa tapauksessa ihmispään epähomogeenisuuden seurauksena sähköpotentiaalit eivät käyttäydy aivan niin kuin pallomallissa. Tässä mallissa virtadipolin synnyttämä magneettikenttä ja sähköpotentiaali ovat 90°:n kulmassa toisiaan vastaan. Kaikkia aivojen sähköistä toimintaa ei ole mahdollista mitata. Syntyvät sähköpotentiaalit ja magneettikentät ovat riippuvaisia aivosolujen geometriasta, niiden paikasta suhteessa toisiinsa (kuva 3) ja tilavuusjohteen ominaisuuksista. [1, s. 17.]



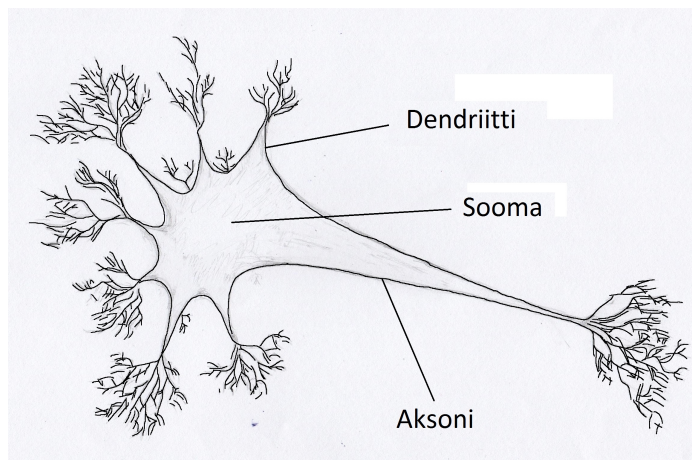
Kuva 2. Potentiaalien tutkiminen on helpompaa, kun oletetaan pään muodostavan symmetrisen pallon, jossa dipolin sähkökenttä leviää tasaisesti.



Kuva 3. Suljetussa kentässä potentiaalit kumoavat toisensa, eikä sähkökentän mittaaminen onnistu. Hermosolujen ollessa järjestyneinä avoimen kentän mukaisesti, potentiaalit pääsevät summautumaan ja kasvanut amplitudi mahdollistaa mittaustulosten saamisen.

2.1.1 Sähkö-ja magneettiaaltojen syntymekanismit aivoissa

Neuroni eli hermosolu muodostuu soomasta, aksonista ja dendriiteistä (kuva 4). Hermostolu vastaanottaa hermoimpulssit soomassa ja dendriiteissä sijaitsevien synapsien välityksellä. Synapsit ovat hermostolujen välisiä liitoskohtia, joiden kautta hermoimpulssit kulkevat solulta toiselle. Hermoimpulssin eli aktiopotentiaalin lähetys tapahtuu aksonin kautta. Neuronilla on vain yksi aksoni, mutta dendriittejä, sillä voi olla tuhansia.



Kuva 4. Hermostolun rakenne. Synapsit sijaitsevat puiden oksia muistuttavien haarakkeiden päässä.

Postsynaptinen potentiaali (PSP) on dendriitin päässä tapahtuva lyhytaikainen jännitteen muutos, jonka laukaisee dendriitin synapseihin tulevat hermoimpulssit. PSP:n vaikutus solun intrasellulaariseen virtaan riippuu synapsien etäisyydestä soomaosaan. Etäisyyden kasvaessa suureksi yksittäisen dendriitin postsynaptinen potentiaali vaikuttaa solun laukeamiseen minimaalisesti. [1, s. 17-30.]

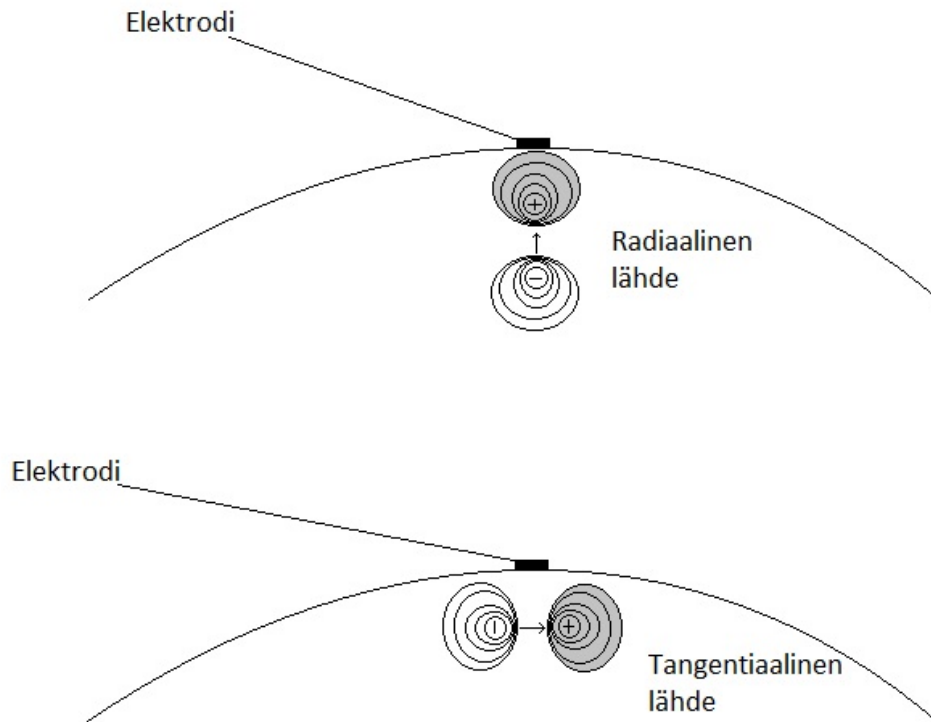
Synapsien välisestä tiedonsiirrosta huolehtivat välittäjäaineet. Tärkeimpiä välittäjäaineita ovat glutamaatti ja gamma-aminovoihappo (GABA). Välittäjäaineet avaavat synapsien kalvolla olevia kanavia, joiden läpi kulkevat positiivisesti tai negatiivisesti varautuneet ionit. Riippuen välittäjäainetyypistä solu voi saada joko toimintaa kiihdyttäviä (eksitatorisia) tai estäviä (inhibitorisia) ärsykeitä. Eksitatorisessa ärsykkeessä solun lepojännite (n. -70 mV) pienenee Na^+ -kanavien avautuessa ja natriumin virratessa solun sisälle. Inhibitorisessa ärsykkeessä solukalvon K^+ -kanavat avautuvat hyperpolarisoitua eli suurentaen solun jännitettä.

Eksitatoriset ja inhibitoriset synapsiset potentiaalit ovat aktiopotentiaaleihin verrattuina pitkäkestoisia, jonka seurauksena ne pystyvät summautumaan niin ajallisesti kuin paikallisesti. Summautuneen potentiaalin ollessa tarpeeksi suuri depolarisoidakseen aksonikeon kalvojännitteen liipaisukynnyksen syntyy hermoimpulssi eli aksonipotentiaali. Aksonipotentiaaliset signaalit ovat kestoiltaan hyvin lyhyitä ($1/10$ - $1/100$ PSP:n kestoista), ja ne summautuvat yhteen huonosti. Tämän seurauksena aktiopotentiaalit eivät varsinaisesti näy pään pinnalta sähköisiä potentiaaleja mittaavilla menetelmillä. Näillä menetelmillä mitattavat signaalit ovat suurelta osin peräisin eksosatorisista ja inhibitorisista postsynapsisista potentiaaleista. [1, s. 17-30.]

2.1.2 Lähteiden paikannus

Magneettikenttien ja sähköpotentiaalien tarkastelussa ongelmallista on paikantaa mitattujen signaalien lähteet aivoalueelta. Edellä mainittu pallomalli on hyvä ensiaskel lähdevirtojen paikantamiselle, mutta tarkempaan lopputulokseen päästäkseen on tehtävä lisäoletuksia mm. lähteiden määrästä ja muodoista. Aivoja suojaavan rakenteen epähomogeenisuus myös vaikuttaa ja vaikeuttaa sähköpotentiaalien analysointia. Näistä syistä riippuen on hyvin haastavaa paikantaa lähdevirtoja aivojen sähköisiä potentiaaleja mittaavilla menetelmillä.

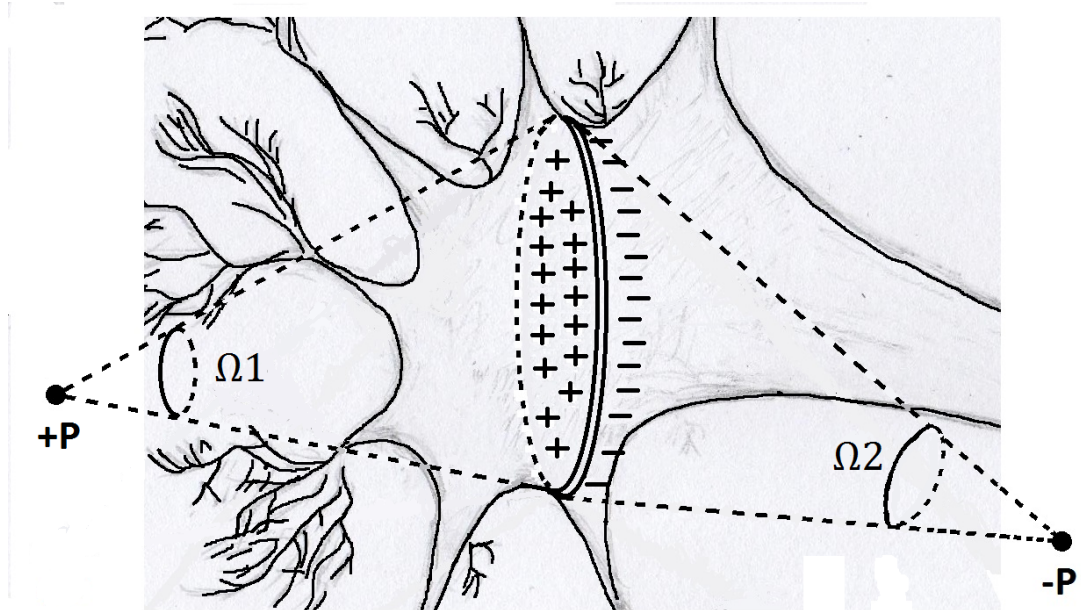
Toisin kuin olettaisi lähdevirta ei välttämättä sijaitse maksimaalisen amplitudin rekisteröivän elektrodin alapuolella, ellei kyseessä ole radiaalinen lähde. Tangentiaalisten eli pallon kehän suuntaisten dipolien tapauksissa paikantaminen on hyvin haastavaa (kuva 5).



Kuva 5. Tangiaalisesta lähdevirrasta poiketen radiaalisessa lähteessä elektrodin rekisteröimän maksimaalisen amplitudin lähde on suoraan alapuolella.

Pään pinnalta mitatut potentiaalit ovat pääosin peräisin samansuuntaisesti orientointuneista aivokudoksessa sijaitsevista pyramidaalisoluista. Ne täyttävät tarvittavat kriteerit potentiaalin rekisteröintiä varten, sillä ne ovat asettuneet samansuuntaisesti (muodostavat avoimen kentän, jossa potentiaalit summautuvat) ja niitä aktivoituu suuri määrä samanaikaisesti. [1, s. 17-30.]

Yksittäistä aktivoitunutta pyramidaalisolua voidaan tarkastella dipolina. Tämän dipolin mitatun potentiaalin suuruus riippuu avaruuskulmasta, jonka se muodostaa elektrodiin nähden (kuva 6). Yksittäisiä pyramidaalisoluja tarkastellaan dipolina, joten synkronisesti samanaikaisesti aktivoituneita soluja tarkastellaan dipolikenttänä. Dipolikentän potentiaalien summautumisessa yksittäisten solujen muodostamat avaruuskulmat summautuvat myös.



Kuva 6. Potentiaali pisteessä P on riippuvainen avaruuskulmasta Ω , jonka se muodostaa neuronin aktivoidun ja ei-aktivoidun osan toisistaan erottavan poikkileikkauspinta-alan kanssa

Potentiaalia ei voida mitata ainoastaan yhdellä elektrodilla. Sähköinen potentiaali on aina kahdessa eri kohdassa olevien potentiaalien erotus. EEG-rekisteröinnissä kahden elektrodin väliset mittaukset ovat aina bipolaarisia, koska paikasta riippuen vertailuelektrodiin rekisteröityy aina jokin jännitte. Vertailuelektrodin paikan muutos sähkökentässä muuttaa mitattavien signaalien maksimiarvoja ja potentiaalien aaltomuotoja, mutta ei signaalien kenttäkuviota., kuten liitteestä 1 voidaan nähdä. [1, s. 17-30.]

Yksittäistä vertailuelektrodia käytettäessä on kyse referentiaalisesta mittauksesta, jossa jokaisen elektrodin rekisteröimää amplitudia verrataan referenssipisteessä olevaan vertailuelektrodin jännitteeseen. Ideaalisessa tapauksessa referenssipisteessä mitattavan jännitteen tulisi olla 0 V. Tämä ei ole kuitenkaan mahdollista, sillä vertailuelektrodi rekisteröi aina joitain hentoja jännitepulsseja. Parhaisiin potentiaalilähteiden paikantamistuloksiin päästään suurilla elektrodimäärillä bipolaarisella rekisteröinnillä. Siinä yksittäisen elektrodin rekisteröimää amplitudia verrataan sitä ympäröivien elektrodien jännitearvoihin. Otettaessa huomioon elektrodien tasaiset välimatkat ja symmetrian, on mahdollista paikantaa lähteet hyvällä tarkkuudella. [1, s. 17-30.]

2.2 DC-tason rekisteröinnin historia

Yleisimmällä aivosähkötoiminnan tutkimusmenetelmällä EEG:llä aivojen spesifiset toiminnot on jaettu niitä vastaaviin taajuuskaistoihin. EEG-rekisteröinti pääsääntöisesti keskittyy 1-20 Hz:n alueelle. Aivoissa tapahtuu myös suurtaajuuksisia (200 Hz) purkauksia, mutta koska aivoja peittävä kudος vaimentaa tehokkaasti nopeita aaltoja, purkauksia on vaikea rekisteröidä pään pinnalta. DC-tason mittaukset rekisteröivät EEG:n taajuuskaistaa matalempia taajuuksia (0-0,5 Hz). Näille hitaille aalloille ei ole vakiintunut tieteessä mitään yksittäistä nimeä. Eri lähteissä niitä on kutsuttu mm. hitaiksi EEG-aalloiksi, DC-potentiaaleiksi ja omega-potentiaaleiksi. Tässä työssä niitä kutsutaan omega-potentiaaleiksi, koska tällä nimellä on vahvin kytkös urheilusuorituksiin liittyvien DC-tason rekisteröintitutkimuksiin.

DC-tason rekisteröinnin mittaukset suoritettiin ensimmäisen kerran 1930-luvulla. Vuonna 1949 huomattiin, että omega-aalloissa havaittiin muutoksia, kun potilasta altistettiin valolle ja äänelle. Myöhemmillä eläinkokeilla DC-tason rekisteröinti havaittiin toimivaksi menetelmäksi, kun tutkittiin eläinten reagoitua ilmastollisiin äärioloihin. Tutkimusten seurauksena matalataajuuksisia aaltoja alettiin pitämään tärkeinä elimistön stressinsietokyvyn kuvaajina. EEG-taajuuskaistojen on katsottu ilmaisevan hyvin aivojen reagoitua heikkoihin ja ajallisesti epätasaisesti ilmeneviin virikkeisiin, kun taas matalataajuiset omega-aallot on havaittu ilmaisevat aivojen sopeutumista vahvoihin ja usein toistuviin ilmiöihin. [2, s. 4.]

Tärkeimmät DC-tason tutkimukset on tehty Neuvostoliitossa. Tärkeimmät suorittajat olivat mm. Bekhterevan ja Aladzhalovan koulukunta, Ilyuhkinan koulukunta (kuva 7) ja Fokinin koulukunta. Bekhtereva ja Aladzhalova tulivat heidän tutkimustensa perusteella tulokseen, että DC-tason rekisteröintiä voidaan käyttää keskushermoston valmiustilan ja elimistön stressinsietokyvyn arvioimiseen. Fokinin koulukunta tuli tulokseen, että aivojen matalataajuiset signaalit kertovat keskushermoston energia-aineenvaihdunnan tilasta. Ilyuhkinan tutkimustuloksissa ilmeni elimistön energian puutostilan näkyminen DC-tason rekisteröinnissä. Ilyukhina oli myös yksi ensimmäisistä joka alkoi kutsumaan aivojen matalataajuuksisia aaltoja omega-potentiaaleiksi. [2, s. 5-6.]

Jännite-arvot	Elimistön tila	Keskushermoston valmius
< -5 μ V > -25 μ V	Uupumus	Rajoittunut oppimiskyky/kapasiteetti
< -25 μ V > -40 μ V	Normaali	Optimaalinen tila uusien ärsykkeiden vastaanottamiselle.
< -40 μ V > -60 μ V	jännitteisyys	Rajoittunut oppimiskyky/kapasiteetti

Kuva 7. Ilyukhinan DC-tason rekisteröinnin tutkimustuloksia. Aivojen matalataajuuksisten potentiaalien huippuarvot ja niitä vastaavat fysiologiset tilat [4, s. 28].

DC-tason tutkimuksia on tehty jo noin 70 vuotta, mutta vieläkin ei olla varmoja omega-potentiaalien alkuperästä. Eri tutkimukset ovat antaneet erilaisia selityksiä hitaiden aaltojen lähteistä. Lähteiden alkuperäksi on ehdotettu hermosoluimpulssien lisäksi mm. ihopotentiaaleja ja veri-aivoestettä. Manaka ja Sato (1979) löysivät heidän tutkimuksissaan vahvan korrelaation omega-potentiaalien ja hermossolujen välisen tilan kalium pitoisuuteen. Hermostollinen toiminta on suoraan kytköksissä hermosolujen välitilan kalium pitoisuuteen, joten tämän tutkimuksen perusteella omega-potentiaalit ovat lähöisin hermosolujen toiminnasta (PSP). Kyseinen tutkimus tehtiin käyttämällä kallon-sisäisiä elektrodeja, joka lisää tutkimustulosten luotettavuutta. [3, s. 4;3, s. 23.]

Pään pinnalta mitattujen postsynapsisignaalien jännitevaihtelut standardeilla EEG-laitteilla ovat 5-300 μ V:n luokkaa. DC-tason tutkimuksissa on saatu tuloksia, joissa mitatut amplitudit ovat olleet millivolttien luokkaa. Nämä tulokset tukevat väitettä, jonka mukaan omega-potentiaalit emittoituvat hermostotoiminnan ulkopuolelta. Melkein kaikissa DC-tason tutkimuksissa ollaan käytetty mittailaustyönä valmistettuja laitteita, joten tämä standardin puutos laitteissa selittää tämän tekijän mielestä osin tutkimustuloksissa ilmeneviä poikkeavuuksia. On mahdollista, että veri-aivoeste ja ihopotentiaalit näyttelevät roolia DC-tason rekisteröinneissä, mutta lisätutkimuksia on tehtävä ennen lopullisia johtopäätöksiä tehtäessä. Tässä työssä omega-potentiaalien katsotaan olevan peräisin neuronien signaaleista.

2.3 DC-tason rekisteröinnin käyttö urheilutieteessä

Nykyään ollaan yhtä mieltä siitä, että DC-tason rekisteröintiä voidaan käyttää arvioimaan ihmisen henkistä kuormitusta, hermoston "työkapasiteettia" ja elimistön stressiti-

laa. Intensiivinen harjoittelu on elimistölle ja varsinkin hermostolle erittäin kuluttavaa ja se aiheuttaa stressiä. Ajautuipa keho stressitilaan millä tavalla hyvänsä, elimistön reagointi siihen on aina samanlaista. Tämä mahdollistaa omega-potentiaalien hyödyntämisen urheilussa. Urheilijan suorituksen optimoimiseksi ja välttääkseen hermostollista ylikuntoa, on tärkeää tietää, milloin urheilijan voi altistaa uudelleen hermostoa kuormittaville harjoitteille.

Ensimmäiset urheilijoihin kohdistuneet DC-tason mittaukset suoritettiin 1989. Tärkeimmät tutkimukset tehtiin vuosien 1999-2006 välillä, jolloin Sivokhov ryhmineen testasi yli 6000 eri lajin ja eritason urheilijaa. Tutkijat tulivat tulokseen, että DC-tason rekisteröintiä voidaan käyttää urheilijan palautumisprosessin seurantaan. [2, s. 9.]

Vuonna 2009 julkaistiin monia tuloksellisia tutkimuksia. Khabibullina kollegoineen tutki pitkän aikavälin aikana miekkailijoiden sopeutumista intensiiviseen kuormitukseen. Tuloksen kertoivat, että DC-tason mittaukset arvioivat hyvin urheilijan henkistä valmiustilaa. [2, s. 10.] Muftakhina tutkimusryhmineen käyttivät DC-tason rekisteröintiä eri ikä ja tasoluokan nyrkkeilijöiden tutkimiseen. Tuloksissa ilmeni, että teho ja voimaharjoittelu näkyi omega-potentiaalien amplitudien muutoksissa ja DC-tason rekisteröinnillä voitiin arvioida urheilijan henkistä tilaa. [2, s. 10-11.]

2.4 Laitevaatimukset ja menetelmät

DC-tason rekisteröinnissä käytettävä laite koostuu yksinkertaisuudessaan taajuuskaistaltaan tasajännitteeseen asti ulottuvasta vahvistimesta, elektrodeista, tietokoneesta ja tietokoneohjelmasta. Tarvittava vahvistin on niin sanottu DC-vahvistin, mutta jossa DC ei tarkoita tasavirtaa (direct current) vaan vahvistimen sisääntulojännitteen ja ulostulojännitteen välistä suoraa kytkentää (direct coupling). Suora kytkentä on välttämätöntä, koska reaktiiviset komponentit päästävät tasavirtaa huonosti läpi. Vahvistimen sisääntuloresistanssin on oltava suuri ($<1000\text{M}\Omega$), jotta elektrodien resistanssi ei aiheuttaisi signaalin vaimennusta.

Yksi tärkeä syy, miksi DC-tason rekisteröinnin tutkimukset eivät ole yleistyneet on, koska mittaukset ovat hyvin alttiita häiriösignaaleille. Suurimmista ongelmista on ihon ja elektrodin välisen rajapinnan taipumus suodattaa tasajännitesignaaleja. DC-tason mittauksissa käytettävissä elektrodeissa ei saa tapahtua polarisoitumista, muuten elektro-

di ja ihon pinta kytkeytyvät kapasitiivisesti. Kapasitiivinen kytkentä ei päästä lävitseen tasavirtaa. Välttääkseen elektrodien polarisoitumista, materiaalivalintaan on kiinnitettävä erityistä huomiota.

Elektrodien materiaaleina on DC-tason rekisteröinneissä käytetty mm. kultaa, hopeaa, tinaa ja hopea-hopeakloridia (Ag/AgCl). Kullan polarisoitumisen seurauksena kulta ei sovellu elektrodien materiaaliksi. Kullalla päällystetyt hopeaelektrodit ovat sen sijaan osoittautuneet toimiviksi vaihtoehdoksi. Tämä todennäköisesti johtuu kuitenkin kultapäällysteen nopeasta hajoamisesta. Hajoamiskohdissa paljastunut hopea on reagoinut ympäristön kanssa, ja elektrodi on muuttunut osittain kultapäällysteiseksi hopea-hopeakloridi elektrodiksi. Hopeaelektrodi muodostaa ihon kanssa aluksi kapasitiivisen kytkennän, mutta ajan myötä se alkaa päästämään lävitseen tasajännite signaaleja. Tässäkin tapauksessa hopeaelektrodin muuttuminen ajan mittaan hopea-hopeakloridi elektrodiksi on todennäköisin selitys. Tinaelektrodi päästää lävitseen tasavirtaa hyvin, mutta matalataajuisten potentiaalien amplitudiheittelyt tekevät mittauksista epäluotettavia. Ainoa toimivaksi todettu elektrodi, jolla pystyy luotettavasti mittaamaan taajuuskaiseltaan $<0,5$ Hz potentiaaleja on hopea-hopeakloridi elektrodi.

Ihon potentiaalit ovat haaste DC-tason rekisteröinneissä ja eniten häiriösignaaleja aiheuttava tekijä. Iho rakentuu kolmesta kerroksesta pintakudoksesta: orvaskestä ja verinahasta. Pintakudos koostuu pääosin kuolleista ihosoluista, ja se johtaa sähköä huonosti. Kaksi sisintä kerrosta orvaskesi ja verinahka johtavat sähköä kohtalaisen hyvin. Näiden kolmen kerroksen välinen potentiaaliero on noin 30 mV. Jännitte on suuri, ja se aiheuttaa amplitudin vääristymistä DC-tason tutkimuksissa, joten on tärkeää erottaa tämä jännitte mittausten kohteena olevista signaaleista. Toimivin keino olisi tietenkin käyttää ihonsisäisiä neulaelektrodeja, mutta tämä menetelmä ei ole käytännöllinen.

Ihopotentiaalit eivät ole tasaisia, ja amplitudi vaihtelee paikan mukaan, joten signaalien poistaminen lähteen ulkopuolella ns. matemaattisin keinoin ei ole mahdollista. Yksi toimiva keino olisi pintakudoksen ja kahden sisimmän kerroksen välisen rajapinnan oikosulkeminen. Tämä onnistuu raapustamalla pois ihon pintakudosta elektrodien kiinnityskohdissa. Toimiviksi vaihtoehdoiksi ollaan havaittu mm. ihon hankaaminen hiekkapaperilla ja neulalla raapustaminen. Ihon kevyt puhkaisu terävällä neulalla tuottaa myös tarvittavan tuloksen, ilman suurempaa ärsytystä iholle. Hiusten alueella kaikkia näitä

menetelmiä on kuitenkin hyvin vaikea tehdä. Tähän mennessä ei ole löydetty käytännöllistä ja luotettavaa menetelmää, jolla ihopotentiaalit saataisiin eliminoidua.

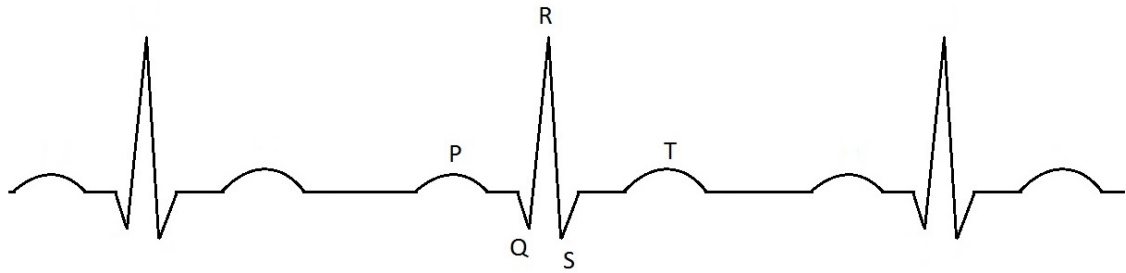
3 Sykevälivaihtelu

3.1 Sydämen sähköinen sykli

Sydämen toiminnasta vastaavien hermosolujen toimintaperiaate on sama kuin aivoissa sijaitsevien hermosolujen. Solujen depolarisaatiota ja polaarisaatiota säätelee varautuneiden hiukkasten virta solukalvon lävitse. Hermosolujen toiminta aivoissa on hyvin monimutkaista ja pitkälle kehittynyttä, mutta sydämen hermosto sen sijaan toimii yksinkertaisen kaavamaisesti. Sydänlihassolujen järjestelmällinen aktivointi varmistaa, että sydämen eri osat supistuvat oikeassa järjestyksessä.

Yksittäisessä neuronissa depolarisaation eteneminen voidaan esittää sähköisen dipolin liikkeenä. Myös koko sydänlihasten supistumista ohjaavaa depolarisaatio signaalia voidaan kuvata liikkuvana dipolina. Tämä dipoli voidaan sen sijaan kuvata vektorilla. Tällä vektorilla on pituus ja suunta, jotka muuttuvat pitkälti kaliumin ja natrium virtojen säätelemänä. Vektorin pituus kertoo, miten suuresta potentiaalista on kyse, ja suunta ilmaisee dipolin muodostaman sähkökentän suunnan sydämen akseliin nähden. Aivoissa tapahtuvien sähköpotentiaalien tavoin myös suurin osa sydämen signaaleista kumoavat toisensa tai ovat liian heikkoja rekisteröityäkseen ihon pinnalta. Rekisteröidyt potentiaalit ovat lähtöisin tangentialisista lähteistä.

Sydämen sähköinen toiminta muodostaa hyvin tunnistettavan signaalin, josta selvemmin erottuva komponentti on QRP-rakenne. Tämä kompleksi rakentuu Q-, R- ja S-aalloista (kuva 8). Kukin aalloista vastaa sydämen syklin tiettyä vaihetta hermoimpulsin ohjaamana.



Kuva 8. Sydämen syklistä erottuu selvästi viisi amplitudihuippua. Sydämen kunnosta ja terveydentilasta saadaan tietoa analysoimalla aaltojen suhdetta toisiinsa.

Sydämen syklin käynnistää sinussolmukkeen lähettämä heräte. Sinussolmuke on sydäntoiminnan luontainen tahdistaja. Lepotilassa sinussolmuke lähettää signaalin noin 60 kertaa minuutissa. Rasituksessa autonominen hermosto kiihdyttää sinussolmukkeen herätetaajuutta.

Signaali leviää sinussolmukkeesta aluksi sydämen oikeaan eteiseen, jonka jälkeen se leviää nopeasti vasempaan eteiseen. Tämä impulssi näkyy EKG:n rekisteröimänä P-aaltona. Vaikka P-aalto näyttää yksittäiseltä impulssilta, voi tarkalla EKG-laitteella erottaa siitä kaksi huippua, koska sydämen vasen eteinen aktivoituu hiukan oikeaa eteistä myöhemmin.

Signaali jatkaa etenemistä kohti sydämen kammioita AV-solmukkeen kautta. AV-solmukkeen eli eteiskammio solmukkeen välityksellä signaali leviää lievällä viiveellä Hissin kimpun ja Purkinjen säikeistöjen kautta kammiolihasistoon. AV-solmukkeessa tapahtuva viive antaa kammioiden täyttymiselle lisäaikaa. Viivettä säätelee sinussolmukkeen herätetaajuuden tavoin autonominen hermosto.

Sydämen kammioiden supistuminen näkyy Q-, R- ja S-aaltona. Suuriamplitudisin R-aalto syntyy pääosin vasemman kammion supistumisesta vastaavasta herätteestä. Tämä johtuu siitä, että vasemman kammion lihasmassa oikeaan verrattuna on paljon suurempi ja näin ollen vaatii enemmän energiaa supistuakseen.

Tarkasteltaessa signaalin etenemistä kammioiden vektorisuureina Q-aalto muodostuu vektorista, joka suuntautuu oikealle eteen joko ylös tai alas. R-aaltoa vastaavan impulssin vektori suuntautuu vasemmalle, alas ja hieman taakse. R-aalto on pituudeltaan

pinen sydänvektori. S-aallon vektori suuntautuu taakse, ylös ja vasemmalle. Kaikki mainitut suunnat ovat potilaasta katsottuna.

Syklin päättää sydänsolukossa tapahtuva repolarisaatio, joka näkyy T-aaltona. Repolarisaatiovaiheessa solun jännite stabiloituu ja palaa takaisin lepojännitteeseen. [5, s. 19-37.]

3.2 Sykevälivaihtelun tutkimushistoria

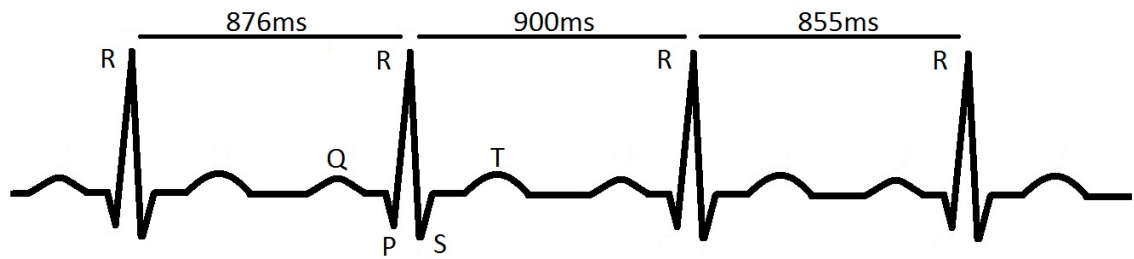
Ensimmäiset sykevälivaihtelututkimukset tehtiin Neuvostoliitossa 1960-luvulla. Nämä tutkimukset olivat osa kokonaisuutta, jossa haluttiin kartoittaa avaruusmatkailun vaikutusta ihmisen fysiologiaan. Näiden tutkimusten jälkeen kliininen lääketiede otti menetelmän omakseen. 1960- ja 1970-luvulla julkaistiin lukuisia tutkimustuloksia HRV:n hyödyllisyydestä analysoitaessa sydämen kuntoa. Tutkimustulokset kattoivat laajan spektrin kohdealueita, ja aiheet vaihtelivat lääketieteestä aina urheilijoihin kohdistuviin tutkimuksiin [2, s. 15].

Neuvostoliiton ulkopuolelle sykevälivaihtelun tutkimukset levisivät vasta 1980-luvulla. Vuonna 1996 säädettiin Euroopan ja Pohjois-Amerikan kardiologisten seurojen toimesta standardit HRV:n tutkimis-, mittaus- ja tulkintamenetelmille [2, s. 15].

Nykyisin sykevälivaihtelua pidetään yhtenä tarkimpina ja luotettavimmista menetelmistä analysoida sydämen terveydentilaa ja autonomisen hermoston tasapainoa.

3.3 Sykevälivaihtelun teoria

Sykevälivaihtelu on sydämen lyöntien välisen ajan vaihtelu (kuva 9). Levossakaan ihmisen syke ei ole tasainen, vaan jokaisen sydämen lyönnin välillä ilmenee millisekuntien eroja. Erot levossa ovat sen verran pieniä, että ilman tarkkoja mittalaitteita ne on miltei mahdotonta havaita. Sykevälivaihtelu on normaali tapahtuma ja terveen sydämen merkki.



Kuva 9. Sykevälivaihtelu mittaa RR-intervallien välisiä ajallisia muutoksia.

Sykkeen välisen ajan muutokseen vaikuttavat monet eri tekijät, mutta tärkein on sympaattisen ja parasympaattisen hermoston tasapaino. Muut vaikuttavat tekijät ovat hormonit, lämpötilasäätely ja hengitysliikkeen aiheuttama mekaaninen ärsyke. Sinussolmukkeen herätetaajuus on luonnostaan tasaista. Ilman minkäänlaisia sydämen ulkopuolisia ärsykeitä, syke olisi aina korkea ja sykevälivaihtelu tasaista. Parasympaattinen hermosto ja sympaattinen hermosto toimivat sykkeen ohjauksessa toisiaan vastaan. Parasympaattinen hermosto alentaa sykettä sympaattisen hermoston nostaessa sitä. Erillään hermoston eivät kuitenkaan toimi vaan niiden välillä ilmenee hyvin monimuotoista vuorovaikutusta. [6, s. 249-250.]

Parasympaattinen hermosto aiheuttaa sykkeessä lähinnä suuritaajuuksisia muutoksia. Sympaattinen hermosto sen sijaan aiheuttaa matalataajuuksisia muutoksia. Aivan näin selväpiirteinen asia ei kuitenkaan ole, sillä parasympaattinen hermosto on myös mukana sykkeen matalataajuuksisissa muutoksissa. Sykevälivaihtelu on jaettu eri taajuuskaistoihin riippuen vaihtelun nopeudesta. Taajuuskaistoja on neljä, ja ne ovat korkeataajuinen (HF), matalataajuinen (LH), erittäin matalataajuinen (VLF) ja ultramatalataajuinen (ULF). Korkeataajuisen sykevälivaihtelun kaista on 0,15-0,4 Hz, matalataajuisen 0,05-0,15 Hz, erittäin matalataajuisen 0,003-0,15 Hz ja ultramatalataajuinen kaista kattaa kaikki alle 0,003 Hz taajuudella tapahtuvat muutokset. [7, s. 10-11.]

Korkeataajuisista sykkeen muutosta ohjaa pääosin respiratorinen arytmia (RA), jossa syke pyrkii nousemaan sisäänhengityksen aikana ja laskemaan uloshengityksessä. Tästä johtuen sykevälin muutos mukautuu sisäänhengitystaajuudelle. Korkeataajuiset muutokset sykeväliässä kertovat parasympaattisen hermoston aktiviteetista, joten tämä on tärkein mitattava komponentti rasiustilaa analysoidessa.

Matalataajuisia muutoksia sykkeessä säätelee pääosin sympaattinen hermosto, mutta myös parasympaattisella hermostolla on vaikutusta. Tärkein fysiologinen säätelijä tällä

taajuusalueella on verenpaineen muutos. Autonominen hermosto kiihdyttää sykettä verenpaineen laskiessa. Erittäin matalataajuiset sykkeen muutokset johtuvat pääosin hormonitoiminnasta ja elimistön lämmönsäätelystä. Hormoneista esimerkiksi adrenaliini nostaa sykettä, kun sen sijaan reniini vaikuttaa sykkeeseen alentavasti. Sykkeen ultramatalataajuuksisista muutoksista vastaa pääosin ihmisen vuorokausirytmii. [7, s. 10-11.]

Autonominen hermosto säätelee sykkeen muutoksia. Parasympaattinen hermosto vastaa elimistön rauhoittamisesta, kun taas sympaattinen hermosto kiihdyttää kehon toimintoja. Ylikunnossa autonomisen hermoston tasapaino järkkyy. Levossa parasympaattisen hermoston pitäisi olla hallitseva, mutta elimistön rasitustila muuttaa hermostojen välisiä voimasuhteita, jolloin sympaattisesta hermostosta tulee dominoiva. Autonomisen hermoston tasapainosta saadaan tietoa sykevälivaihtelua analysoimalla. Sykkeessä tapahtuvat suuritaajuiset muutokset kertovat parasympaattisen hermoston tilasta. Matalataajuiset muutokset sen sijaan sympaattisen hermoston aktiivisuudesta. Matala- ja korkeataajuisien komponenttien suhteen avulla HRV pystyy kertomaan autonomisen hermoston tasapainosta ja näin ollen ilmentämään elimistön stressitasoa. [8, s. 4;9, s. 2.]

3.4 Sykevälivaihtelun mittaus- ja analysointi menetelmät

Sykevälivaihtelu on terveen sydämen merkki, ja elimistön ollessa stressitilassa sydämen sykkeen välinen vaihtelu vähenee. Fyysisen kuormituksen aikana sykevälivaihtelu pienenee ja melkein häviää kokonaan, joten on tärkeää suorittaa mittaukset levossa. Ennen mittauksia on myös tärkeää, että potilas ei nauti minkäänlaisia piristeitä (mm. kahvi, alkoholi, tupakka), sillä ne vaikuttavat tuloksiin. Luotettavuuden kannalta on suosituisaa, että potilas on jokaisen mittauksikerran aikana samantyyppisessä makuuasennossa, sillä asentokin voi vaikuttaa mittaustuloksiin.

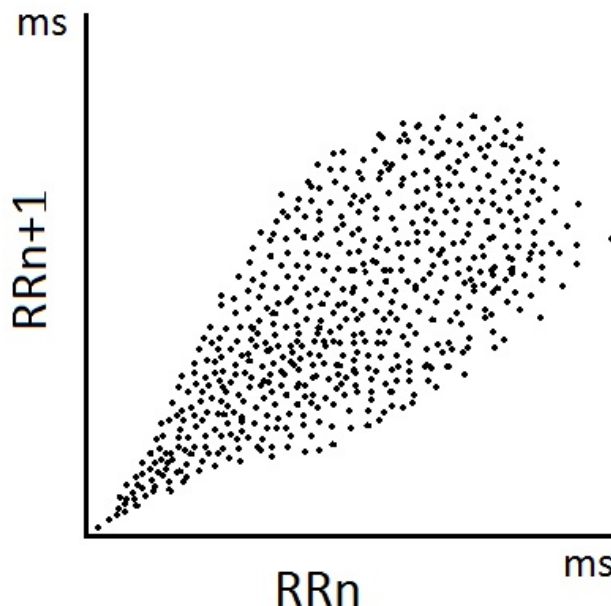
Sykevälivaihtelua voidaan tutkia monilla erilaisilla keinoilla. Yleisimmät ja eniten luotettavia tutkimustuloksia takanaan omaavat menetelmät ovat taajuuskenttäanalyysi (frequency domain-analysis), aikakenttäanalyysi (time domain-analysis) ja Poincare plot -menetelmä. Aikakenttäanalyysi on menetelmiltään yksinkertaisin. Siinä lasketaan RR-intervallijaksojen eroja. Taajuuskenttäanalyysissä aikakentässä olevasta signaalista tehdään spektrianalyysi Fourier-muunnoksen avulla ja tarkastellaan dataa sen kautta.

Poincare-plot-menetelmässä RR-intervalleista tehdään kaksiulotteinen vektorianalyysi. [6, s. 250-251.]

Sykevälivaihtelun analysoimiseksi on näiden kolmen menetelmän lisäksi olemassa myös muita, matemaattisesti monimutkaisempia menetelmiä, kuten approksimatiivinen entropia ja DFA (detrended fluctuation analysis). Periaattessa menetelmiä voi olla niin monta kuin on tutkijoitakin, mutta on sitten asia erikseen, mitä nämä tulokset kertovat. Tässä työssä keskityn parhaiten tunnettuihin menetelmiin, eli jo edellä mainittuihin taajuuskenttäanalyysiin, aikakenttäanalyysiin ja Poincare-plot-menetelmään.

3.4.1 Poincare-plot-menetelmä

Paluukuvaus eli Poincare-plot-menetelmässä RR-intervalleista saadaan tietynmuotoinen pistekuvio xy-koordinaatistoon, josta tehdään visuaalinen analyysi. Jokainen RR-intervalli merkitään koordinaatistoon edellisen RR-intervallin funktiona vuorotellen x- ja y- tasolle. [6, s. 251.] Pistekuvion muoto kertoo sydämen tilasta. Terveellä ihmisellä Poincare-plot menetelmällä muodostuu komeettaa muistuttava kuvio (kuva 10).

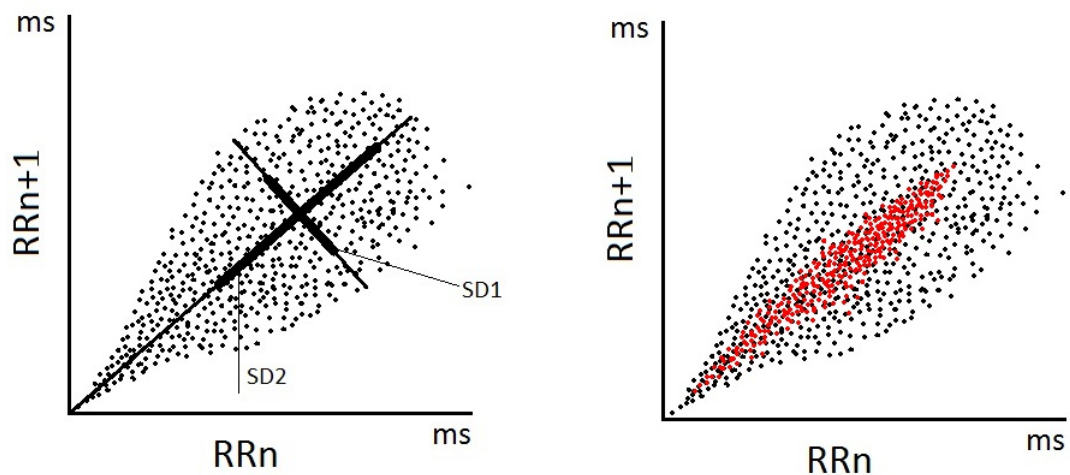


Kuva 10. Terveen sydämen pistekuvio Poincare-plot-menetelmässä.

Syntynyt kuvio kertoo meille paljon sympaattisen ja parasympaattisen hermoston tasapainosta. Visuaalisen analyysin lisäksi syntyneestä pistekuviosta tehdään kvantitatiivi-

nen analyysi. Kaksi toisiaan kohtisuorassa olevaa suoraa asetetaan kuvion päälle. Suorien leikkauspiste sijaitsee keskimääräisen RR-intervallin kohdalla. Kuvion leveyden keskihajonta lasketaan ja merkitään suorana pitkittäisen akselin kohdalle (SD1). Pituuden keskihajonta lisätään poikittaisen akselin kohdalle (SD2). SD1:n pituus kertoo sykkeen nopeataajuuksista muutoksista ja SD2:n pituus matalataajuuksista muutoksista. [6, s. 251.] SD1/SD2-suhde ilmentää hermostojen välistä tasapainoa. Tutkimuksissa on käynyt selväksi, että ihmisillä, jotka kärsivät ylikunnosta, on keskimääräistä kapeampi Poincare-plot-menetelmällä syntyvä kuvio [10, s. 14-15]. Keskimääräistä kapeampi kuvio ja pieni SD1/SD2-suhde on todiste siitä, että parasympaattisen hermoston toiminta on vähentynyt ja sympaattinen hermosto on dominoiva (kuva 11).

Poincare-plot-menetelmän heikkoutena on, ettei se anna koko kuvaa sykevälivaihtelusta, sillä paljon sykkeestä kertovia asioita voi jäädä piiloon analysoitavan pisteryöpyyn alle. Verrattuna taajuuskenttäanalyysiin Poincare-plot-menetelmä on soveltuvampi kliinisiin tutkimuksiin, sillä sitä varten ei tarvitse niin paljon dataa. Vaikka taajuuskenttäanalyysi on suunniteltu juuri erottamaan sykkeen muutostaajuuudet toisistaan ja tämän avulla ilmaisevan sympaattisen ja parasympaattisen hermoston välisestä tasapainosta on Poincare-plot-menetelmän havaittu kertovan jopa tarkemmin tästä kyseisestä asiasta.



Kuva 11. Oikeanpuoleisessa kuvassa punaisella merkityn pistekuvion kapeus verrattuna mustaan pistekuvioon, kertoo sympaattisen hermoston lisääntyneestä aktiivisuudesta. Vasemmassa kuvassa pituuden ja leveyden keskihajonta lisättynä kuvioon.

3.4.2 Taajuuskenttäanalyysi

Spektrianalyysissä EKG-rekisteröinnit viedään aikatasosta taajuustasolle. Tämä muutos toteutetaan FFT:n eli Fourier-muunnoksen avulla. Muihin menetelmiin verrattuna taajuuskenttäanalyysi tarvitsee puhtaampaa dataa ja on herkempi sydämen normaalisyklistä poikkeaville lyönneille. Tämän takia on tärkeää, että ennen kuin data siirretään taajuustasolle, siitä editoidaan pois kaikki poikkeavuudet. Luotettavuuden kannalta alkuperäistä dataa pitää olla vähintään 85 % analysoitavaa segmenttiä kohti. [6, s. 250-251.]

Signaalin perustason on pysyttävä samalla tasolla mittauksen aikana, joten analysoitavan segmentin ei tule olla pitkä. Mittausajan tulee kuitenkin olla tarpeeksi pitkä, että taajuusvaihtelua esiintyisi. Normaalisti taajuuskenttäanalyysi mittaukset tehdään joko 256 tai 512 lyönnin jaksoissa. Tämän jälkeen data suodatetaan, jonka jälkeen se siirretään taajuustasoon. [6, s. 250-251.]

Taajuuskenttäanalyysi kuten Poincare-plot-menetelmä kertoo sympaattisen ja parasympaattisen hermoston välisestä tasapainosta. Tarkasteltaessa sykevälivaihtelun muutosta taajustasossa siitä pystytään erottamaan poincare-plot-menetelmää paremmin sykkeeseen vaikuttavat HF, LF ja VLF. ULF:iä ei tutkita taajuuskenttäanalyysi menetelmällä, sillä siihen tarvittava mittausaika on liian pitkä.

3.4.3 Aikakenttäanalyysi

Muihin menetelmiin verrattuna sykevälivaihtelun aikakenttäanalyysi on laskutoimituksiltaan yksinkertainen. Yksinkertaisuudestaan huolimatta se on käytetyin menetelmä ja sen avulla sykevälivaihtelua on tutkittu eniten. Aikakenttäanalysointia varten on olemassa kymmeniä menetelmiä, mutta valitsin tähän työhön vain yleisimmät ja tutkituimmat.

Keskisykkeen tulos ei kerro varsinaisesti mitään sykevälivaihtelusta, mutta sitä voidaan käyttää arvioimaan mittauksen onnistumisen ja varmistamaan, että testit suoritetaan potilaan keskimääräisellä leposykealueella. RR_i on sykevälin kesto millisekuntein ja N mitattujen sykevälien määrä. Keskisykkeen tulos ilmoitetaan lyönteinä minuutissa. [7, s. 15.]

$$\overline{HR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \frac{60000}{RR_i}$$

Jotta sykevälien keskihajonta SDNN voidaan laskea, on sitä varten laskettava aluksi sykevälien keskiarvo. Sitä voi käyttää yhdessä keskisykkeen kanssa arvioimaan, että mittausten aikana syke pysyy halutulla tasolla eikä vaihtelee liikaa. [7, s. 15.]

$$\overline{RR} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N RR_i$$

Eräät menetelmät käyttävät sykevälivaihtelun analysoimisessa NN-intervalleja. NN-jono lasketaan perättäisten sykevälien erotuksella. [7, s. 15.]

$$NN_i = |RR_{i+1} - RR_i|$$

Todennäköisesti yleisin aikakenttäanalyysin menetelmä on SDNN, jolla lasketaan sykevälien keskihajonta, ottamalla neliöjuuri mitatun sykevälijonon varianssista. SDNN kertoo, kuinka paljon RR-intervallit eroavat keskiarvosta. Arvon ollessa suuri myös sykevaihtelu on suurta ja päinvastoin. [7, s. 15.]

$$SDNN = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (RR_i - \overline{RR})^2}$$

Toinen hyvin yleisesti käytetty menetelmä on RMSSD. Se antaa tietoa korkeataajuisesta sykevaihtelusta. Suuri RMSSD-arvo ilmentää suurta sykevaihtelua ja pieni arvo on indikaattori vähäisestä sykevaihtelusta. RMSSD:ssä otetaan peräkkäisten sykevälien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri. Tulos annetaan millisekunteina. [7, s. 16.]

$$RMSSD = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_i^{N-1} (NN_i)^2}$$

Toinen suuritaajuuksisia komponentteja kuvaava menetelmä on pNN50. Siinä jaetaan, peräkkäisten toisistaan yli 50 ms eroavien RR-intervallien lukumäärä NN50, mittausjaksossa mitattujen sykevälien kokonaismäärällä nNN . Tulos ilmoitetaan prosentteina.

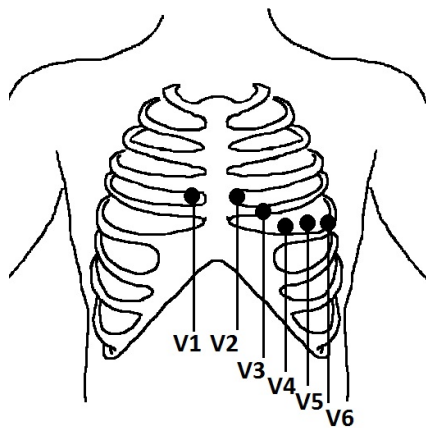
Suuri prosenttimäärä kertoo suuresta sykevälivaihtelusta ja pieni sykkeen vähäisestä vaihtelusta. [7, s. 16.]

$$NN50 = \sum_{i=1}^N \begin{pmatrix} 1, & \text{kun } NN_i > 50 \\ 0 \end{pmatrix}$$

$$pNN50 = \frac{NN50}{nNN} 100$$

3.5 Laitevaatimukset

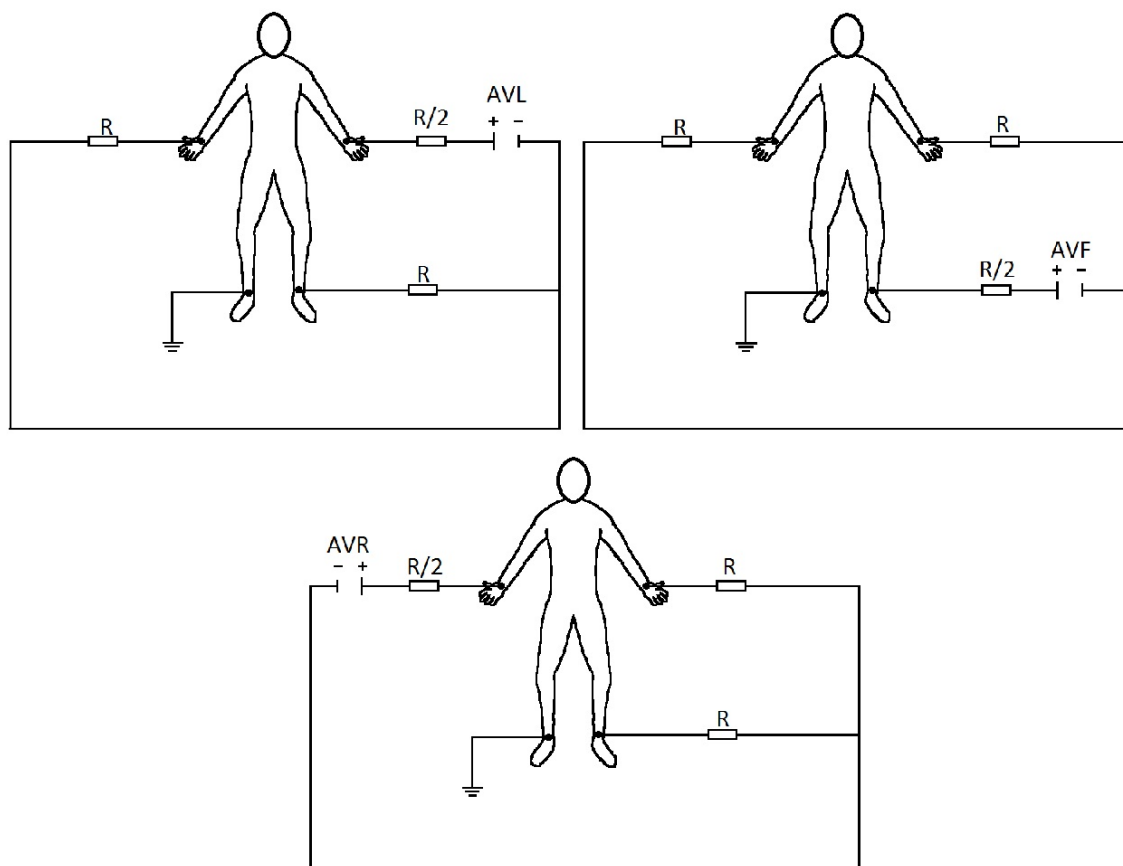
Tarkan EKG-datan saanti on ensiluokaisen tärkeää luotettavien tulosten kannalta. Elektrodien oikeanlaiset kytkennät on hyvän EKG-mittauksen perusta. Yleensä EKG-mittauksissa käytetään 10 Ag/AgCl elektrodia. 6 elektrodia (V1-V6) sijoitetaan rintakehälle (kuva 12) ja neljä (I-III, sekä maadoituselektrodi) raajoihin. Ihmisen keho johtaa pääosin huonosti EKG-datan taajuusalueella ilmeneviä signaaleja, joten raajaelektrodit voidaan sijoittaa myös muualle kehon alueelle, kuten esimerkiksi rintakehän sivulle. Elektrodien välisistä jännite-eroista saadaan tyypillinen 12 kytkennän EKG-data (I-III, AVL, AVR, AVF, V1-V6). [5, s. 19-37.]



Kuva 12. Rintakehän elektrodien sijainnit EKG-mittauksessa.

Elektrodien välisiä jännite-eroja mitataan sekä bipolaarikytkennöillä että unipolaarikytkennöillä. Bipolaarikytkentä tarkoittaa, että potentiaaliero mitataan kahden pisteen väliltä. Unipolaarikytkennässä ihon pinnalta mitattavaa potentiaalia verrataan ns. nollaelektrodiin. Bipolaarikytkentöjä on kolme (I-III). I-kytkennässä oikea käsi toimii positiivisena napana ja vasen käsi negatiivisena. II-kytkennässä vasen jalka toimii positiivisena na-

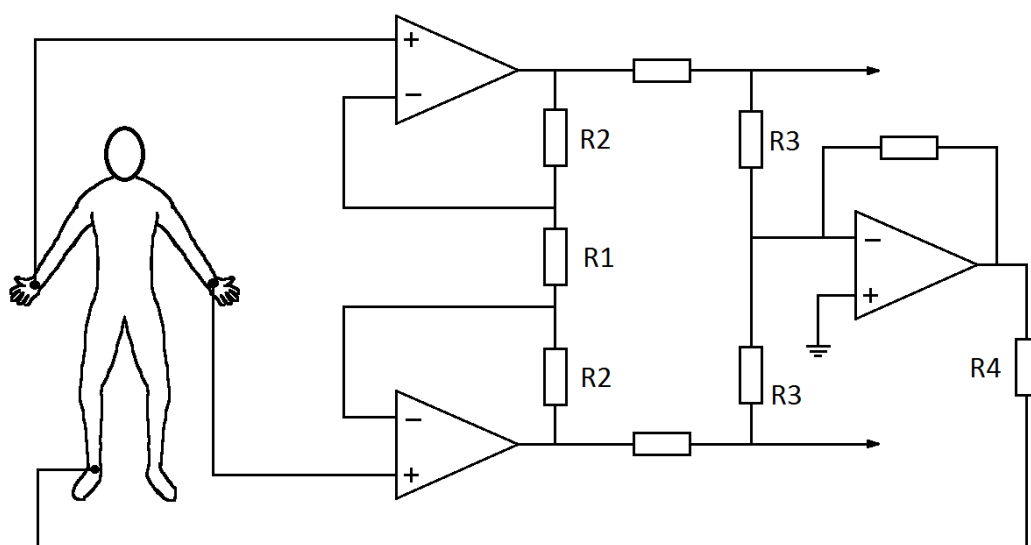
pana ja oikea käsi negatiivisena napana. III-kytkennässä vasen jalka on positiivinen napa ja vasen käsi on negatiivinen napa. Unipolaarikytkentöjä on myös kolme (AVL, AVR, AVF). Sen sijaan, että käyttäisi yhtä elektrodia vertailuelektrodina, unipolaarikytkennässä kaksi elektrodia kytketään rinnan yhtä suuruisen vastusten kanssa, jolloin ne toimivat yhdessä ns. vertailuelektrodina (kuva 13). [5, s. 19-37.]



Kuva 13. EKG-mittausten unipolaarikytkennät.

Ihon pinnalta mitattavat potentiaalit ovat erittäin heikkoja, joten häiriösignaalien suodattaminen on erittäin tärkeää hyvien mittaustulosten saamiseksi. EKG-signaalin suuriamplitudisin R-aallon huippujännite on noin 1 mV ja sähköverkko kytkeytyy ihmiseen noin 50 pF kapasitanssilla. Koska sähköverkon taajuus on 50 Hz tämä muodostaa noin 64 M Ω suuruisen impedanssin. Jos potilas maadoitetaan operaatiovahvistinten kanssa yhteiseen maahan noin 5 K Ω elektrodikytkennällä, muodostuu tästä 230 V verkkojännitteellä noin 18 mV häiriösignaali, joka on huomattavasti suurempi kuin itse mitattava signaali. [11, s. 3.] Häiriösignaalien vaikutusta lopulliseen dataan vähennetään käyttämällä differentiaalivahvistimia. Differentiaalivahvistin vahvistaa kahden elektrodin välistä jännitettä ja näin ollen häiriösignaalin vaikutus vahvistettavaan signaaliin minimalisoi-

tuu. Pelkkä differentiaalivahvistin käyttö ei kuitenkaan riitä, jos halutaan maksimoida alkuperäisen signaalin puhtaus. Nykyään EKG-mittauksissa käytetään niin sanottua Driven right-leg piiriä, joka on instrumentointivahvistin, jonka lähtö yhdistetään takaisin mittauskohteen oikeaan jalkaan (kuva 14). Tämän piirin tarkoitus on vähentää häiriösignaalien kytkeytymistä ja se sopii hyvin tarkkoja mittauksia varten. Kyseisiä piirejä käytetään paljon terveysteknologiassa juuri biopotentiaalien tutkimisessa, jossa mitattavat signaalit ovat heikkoja ja häiriösignaaleilta on välttyttävä. [11, s. 6.]



Kuva 14. Driven right-leg -piirissä häiriösignaali syötetään invertoituna takaisin potilaaseen, joka alentaa häiriösignaalien voimakkuuksia kehossa.

3.6 EKG-datan amplitudi- ja taajuusanalyysi

Aineenvaihdunnan tila voi kertoa paljon, missä vaiheessa urheilijan palautumisvaihe on, joten tietoa tästä on tärkeää saada. EKG-datan amplitudi- ja taajuusanalyysi tarjoaa testin tämän tilan analysoimista varten. Muihin metodeihin verrattuna (mm. hormonien ja kuona-aineiden mittaus verinäytteestä) tämä kyseinen metodi on huomattavasti nopeampi ja käytännöllisempi.

EKG-datan amplitudi- ja taajuusanalyysi perustuu sydänlihaksen ja tukilihaksiston samantyyppiseen energia aineenvaihduntaan. Ilmiö löydettiin, kun kaksi tutkijaa Sylven ja Jansson ottivat kaksi koepalaa, toisen sydänlihaksesta ja toisen tukilihaksistosta. Tar-

kemmalla tutkimisella havaittiin, että kummankin näytteen biokemialliset muutokset vastasivat toisiaan [2, s. 13]. Näin ollen on mahdollista saada tietoa tukilihaksiston aineenvaihdunnasta tutkimalla sydämen aineenvaihduntaa.

Sydämen toiminta, jonka ollaan havaittu korreloivan tukilihaksiston aineenvaihdunnan kanssa on sydämen depolarisaatio. Depolarisaatiovaihe näkyy EKG:ssä vahvimmin R-aaltona. Depolarisaation analyysissä verrataan R-aallon amplitudin suhdetta R- ja S-aaltojen amplitudien summaan ($R \cdot 100\% / (R + S)$). Tulos kertoo sydänlihaksiston soluseinämien natriumkanavien tilasta, jotka ilmentävät sydämen aineenvaihdunnan tilaa. [2, s. 13.]

4 Markkinoilla olevat laitteet ja niiden ominaisuudet

4.1 Yritykset

Markkinoilla on lukuisia urheilijoille suunnattuja laitteita, jotka pystyvät mittaamaan elimistön palautumista ja valmiustilaa. Vahvoiten jalkansa markkinarakoon ovat työntäneet suomalaisyritykset Omegawave ja Firstbeat. Omegawave on perustettu vuonna 1999 ja sen pääkonttori sijaitsee Espoossa. Firma valmistaa mittalaitteita sekä sovelluksia, jotka yhdessä älypuhelimien kanssa muodostavat laitekokonaisuuden.

Firstbeat ei itse valmista kuluttajatuotteita, mutta sen sydämen mittaukseen perustuvat menetelmät ja algoritmit toimivat monissa tuotteissa. Firstbeatin kehittämiä menetelmiä tuotteissaan käyttävät mm. Garmin, Sony, Suunto, Samsung, Pearsports ja Bosch. Yleisimmät tuotteet, jotka käyttävät Firstbeatin laskentateknologiaa ovat urheilukellot. Firstbeatin menetelmiä on saatavilla myös joihinkin älypuhelimiin.

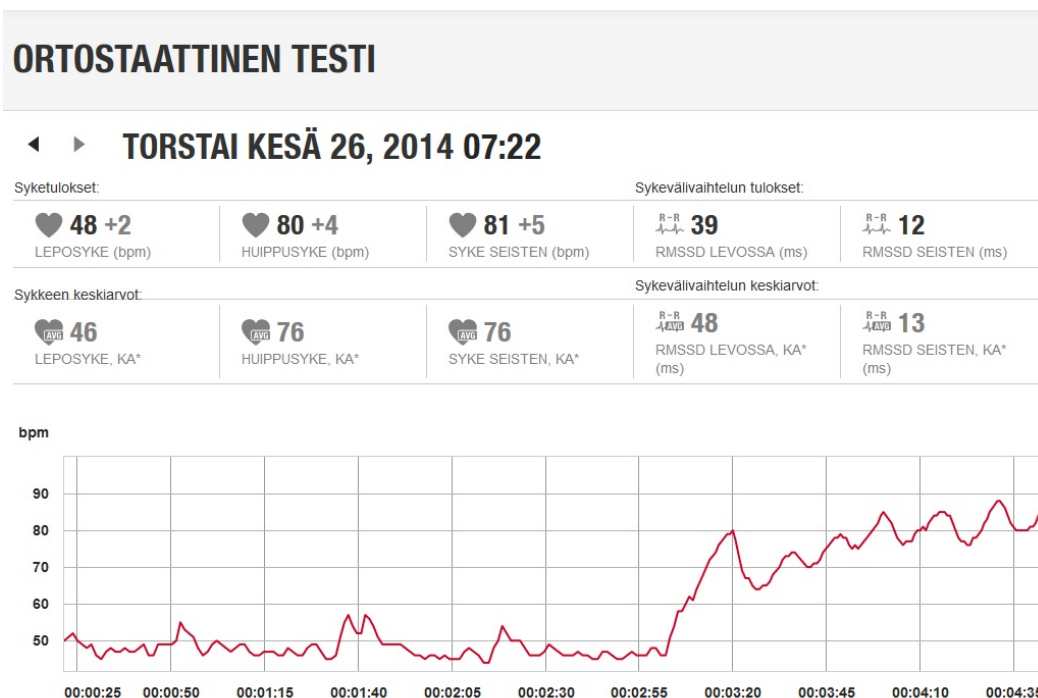
Suomalainen, langattomia sykemittauslaitteita valmistava Polar on myös varteenotettava yhtiö. Sen tuotevalikoimaan kuuluu tuotteita, joilla pystyy mittaamaan elimistön stressitason. Polar soveltaa Omegawaven tavoin omia mittausmenetelmiä.

4.2 Polar

Polarin urheilukellot ja harjoitustietokoneet tarjoavat urheilijalle monipuolisen valikoiman erilaisia toimintoja, joiden avulla voi optimoida harjoittelua. Toimintoihin kuuluu mm. harjoituskuormitustesti ja palautumisen tilan arviointi. Nämä eivät kuitenkaan mitata elimistön stressitilaa suoraan, vaan ne käyttävät mm. harjoitussykettä ja harjoitustiheyttä arvioimaan kehon kuntoa.

Elimistön kuormitustilan suoraa mittausta varten Polar käyttää laitteissaan ortostaattista testiä. Ortostaattinen testi mittaa autonomisen hermoston toiminnallisia muutoksia. Testi perustuu sykkeen ja sykevälivaihtelun analysoimiseen. Testi mittaa RR-intervallien aikoja ja niiden muutoksia.

Polarin käyttämä ortostaattinen testi analysoi sykevälivaihtelua vain aikakentässä. Sykevälivaihtelusta se mittaa vain RMSSD:n eli peräkkäisten sykevälien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuren ja käyttää tulosta arvioimaan autonomisen hermoston tasapainoa (kuva 15). Ortostaattinen testi suoritetaan sekä levossa että seisten. Menetelmässä lasketaan myös kaikista arvoista keskiarvot.



Kuva 15. Polar laitteiden käyttämä ortostaattinen testi.

Ennen varsinaisia testejä on suoritettava kahden viikon aikana kuusi lähtötason määrittävää testiä. Testit on tehtävä urheilijalle tyypillisten harjoitusviikkojen aikana sekä harjoituspäivinä että lepopäivinä. Lähtötestien jälkeen ortostaattinen testi kannattaa suorittaa 2-3 kertaa viikossa. Tulosten luotettavuuden kannalta on tärkeää, että mittaukset suoritetaan aina samaan aikaan päivästä, mieluiten heti aamulla. Kaikki mittaukset on mielellään suoritettava samassa asennossa ja vältettävä häiriötekijöitä kuten television ja puhelimen käyttöä testin aikana. [12]

4.3 Firstbeat

Firstbeatin menetelmät käyttävät Polarin tavoin HRV:tä valmiustilan analysointia varten. Firstbeatin luomat sovellukset analysoivat dataa kuitenkin huomattavasti monipuolisemmalla tavalla. Sykkeen ja sykevälivaihtelun avulla lasketaan myös yksilön hapenkulutus niin levossa kuin harjoittelun jälkeen. Firstbeat tarjoaa kolme erilaista tapaa mitata sykevälivaihtelua. Yksi on ympärivuorokautinen HRV:n mittaus, jonka kesto voi vaihdella 24-72 tuntiin. Toinen tapa on yöaikainen HRV, jossa mitataan nukkumisen aikana ilmenevää sykevälivaihtelua. Kolmas mittausmetodi on lyhyt 1-10 minuuttia kestävä pikatesti, joka suoritetaan päivisin aina tarpeen mukaan.

Kokonaisuudessa testi etenee seuraavanlaisesti. Aluksi sovellukseen on lisättävä muutama lähtötieto potilaasta, kuten ikä, sukupuoli, paino, pituus ja kuntotaso. Näiden tietojen avulla sovellus laskee mm.teoreettisen maksimi- ja minimisykkeen. Jos testin aikana maksimi- tai minimisyke poikkeaa näistä arvoista, korjaa sovellus automaattisesti tulokset korvaamalla teoreettiset arvot oikeilla arvoilla. Seuraavaksi sykemittarilla otetaan potilaan syke (syke otetaan RR-intervalleista, joiden muutoksista saadaan myös sykevälivaihtelu selville). Tämän jälkeen datan käsittely voi alkaa. RR-intervalli datasta on korjattava kaikki häiriöt, kuten väliin jääneet sydämenlyönnit tai lisälyönnit. Puhdas data takaa luotettavimmat tulokset. [8, s. 5.]

Firstbeat analysoi sykevälivaihtelua niin aika- kuin taajuustasossa. Laskentamenetelmiin kuuluu mm. RMSSD sekä taajuustasossa laskettavat HRV:n korkeataajuisien komponenttien teho (high frequency power), sekä matalataajuisien komponenttien teho (low frequency power). Sykkeen ja HRV:n jatkuvien mittausten avulla Firstbeat laskee myös elimistön hapenkulutuksen VO₂ sekä harjoittelun jälkeisen hapenkulutuksen (EPOC). Pitkien mittausaikojen (24-72h) aikana on luotettavien mittaustulosten kannal-

ta tärkeää saada selville, mitkä teot aiheuttavat muutoksia datassa. Kiihtyvyyssantureilla ja hapenkulutusta seuraamalla Firstbeat pystyy mittausjakson aikana erottamaan, milloin tapahtuu fyysistä kuormitusta ja milloin kohde on levossa. [8, s. 5.]

4.4 Omegawave

Omegawaven laitteet ja sovellukset kattavat monipuolisen valikoiman testimenetelmiä, joiden avulla tutkitaan elimistön valmiustilaa. HRV:n lisäksi mittausmetodeihin kuuluu aivojen matalataajuisten potentiaalien mittaus (DC-tason rekisteröinti) sekä EKG datan amplitudi ja taajuusanalysointi.

DC-tason rekisteröinti tarjoaa ainutlaatuisen katsauksen keskushermoston valmiustilasta. Tämä menetelmä on tärkeä varsinkin räjähtävää voimaa vaativien lajien harrastajakunnalle, sillä anaerobinen harjoittelu on keskushermoston kannalta erittäin uuvuttavaa. Omegawaven käyttämä laitekokonaisuus aivojen DC-tason rekisteröintiä varten koostuu korkeaimpedanssisesta DC-vahvistimesta, elektrodeista, tietokoneesta ja sovelluksesta.

Omegawave käyttää aivojen matalataajuisten signaalien rekisteröintiin kahta Ag/AgCl eli hopeakloridielektrodeja. Kyse on siis referentiaalisesta mittauksesta. Vertailuelektrodi asetetaan oikean käden kämmenelle, paitsi kohteen ollessa vasenkätinen, jolloin elektrodi asetetaan vasemmalle kädelle. Varsinainen mittauselektrodi laitetaan joko päänlaelle tai otsalle, noin 2 cm kulmakarvojen yläpuolelle. Mittausajan ovat 2, 5 tai 7 minuuttia levossa ja 7-10 minuuttia heti harjoituksen jälkeen. [2, s. 6.]

Sykevälivaihtelun analysoimiseen Omegawave käyttää useita eri metodeja. Menetelmiin kuuluvat yleisimpien aika ja taajuuskenttäanalysointien (mm. RMSSD, Poincare-plot) lisäksi mm. geometrista analysointia sekä myös epälineaarisia metodeja. [13, s. 18.]

Omegawave käyttää EKG datan amplitudi ja taajuusanalyysiä selvittääkseen urheilijan aineenvaihdunnan tilaa. Tämä on tärkeä tieto, sillä se kertoo, miten hyvin lihakset ovat puhdistautuneet lihasrasituksen aiheuttamista kuona-aineista. Omegawaven menetelmä analysoi sydämen syklin R-aallon amplitudin suhdetta R- ja S-aaltojen amplitudien summaa ($R \cdot 100\% / (R+S)$). [2, s. 13.]

Omegawave mittaa urheilijan räsitusilaa useasta eri näkökulmasta, jotka kaikki yhdistettynä tarjoavat ainutlaatuisen näkemyksen urheilijan valmiustilasta.

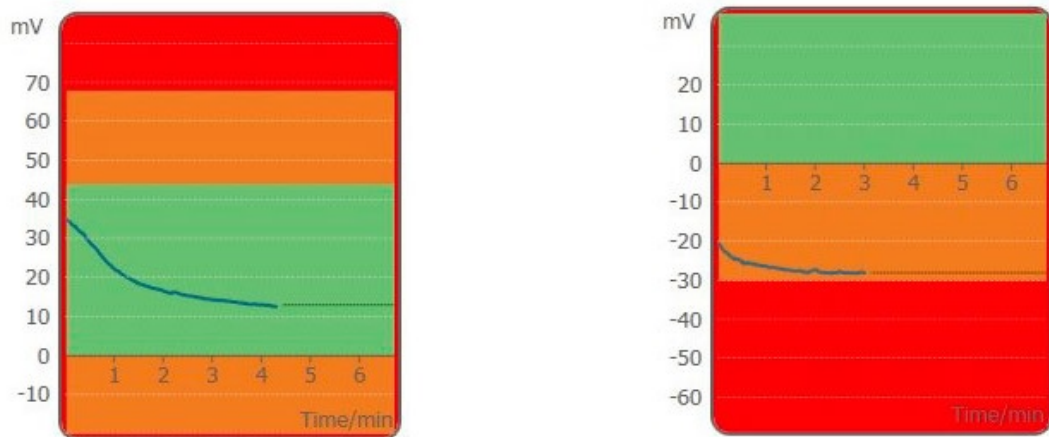
4.5 Tulosten tulkinta

Aiemmissa kappaleissa olen maininnut, että ylikunnosta kärsivien autonominen hermosto on epätasapainossa, jolloin sympaattisen hermoston aktiivisuus verrattuna parasympaattiseen hermostoon on lisääntynyt, joten näitä parametrejä on seurattava tulosten tulkinnassa. Ongelma on, että jokaisella ihmisellä on hänelle ominaiset fysiologiset piirteet, joten mitään yhteisiä raja-arvoja tulosten tulkinnassa ei voida antaa. Oetaan esimerkiksi hyvin yleisesti käytetty sykevälivaihtelua aikatasossa kuvaavan RMSSD-menetelmän tulokset (kuva 16). RMSSD kuvaa sykkeen nopeita eli suurtaajuuksisia muutoksia. Koska sykkeen suurtaajuuksisista muutoksista vastaa pääosin parasympaattinen hermosto, korkea RMSSD-arvo kertoo, että parasympaattisen hermoston toiminta on aktiivista. Levon aikaiset RMSSD-arvot voivat vaihdella yksilöstä riippuen 10 ms:sta aina 90 millisekuntiin [7, s. 44]. Paljon urheilua harrastavilla on keskimääräistä korkeammat RMSSD-arvot verrattuna liikuntaa vähän tai kohtuullisesti harrastaviin. Tämän takia on tärkeää ennen varsinaisten tulosten mittaamista, suoritettava lähtötason antavat vertailutestit. Nämä testit kertovat urheilijan yksilölliset tasot, joihin varsinaisia tuloksia tullaan lopulta vertaamaan. Kaikki tässä työssä mainitsemani laitteet käyttävät sykevälivaihtelun mittaamisessa standardoituja analysointimenetelmiä, joten tulokset ovat keskenään vertailukelpoisia.



Kuva 16. Sykeväkivaihtelun tuloksia Polar-laitteiden sovelluksessa. Kuvassa näkyvä levonai-kainen RMSSD:n keskiarvo 48 ms voi olla yksilöstä riippuen, joko hyvä tai huono tulos. Nuorelle urheilijalle, jonka keskiarvo RMSSD lepotilassa on yleensä noin 90 ms, tulos on erittäin huono ja kertoo autonomisen hermoston vakavasta epätasapainotilasta. Sen sijaan liikuntaa vähän harrastavalle 48 ms voi olla aivan normaali.

Aivojen DC-tason rekisteröinnin tulosten tulkinta on vielä haastavampaa kuin sykeväli-vaihtelun tulosten tulkinta. Olen tässä työssä jo aikaisemmin maininnut, että DC-tason rekisteröintien mittauksia ei ole standardisoitu, joten tulokset eri tutkimusten välillä eivät ole vertailukelpoisia. Omegawaven laitteet ovat kuitenkin ainoita tässä työssä esiinty-vistä laitteista, jotka käyttävät urheilijan rasiustilan analysoimista varten aivojen matala-taajuisia potentiaaleja, joten tulkitsemme tuloksia heidän standardien mukaan. Omegawa-ve laitteilla mitattu aivojen matalataajuisien potentiaalien optimialue sijoittuu 0-46 mV:n alueelle (kuva 17). Tällä alueella urheilijan keskushermosto on tarpeeksi palautunut intensiivisen harjoittelun aiheuttamasta rasituksesta ja hän on valmis vastaanottamaan uusia ärsykeitä. Optimialueen alapuolella on keskushermoston uupumistila, jolloin urheilijalla reaktioaika pitenee, oppimiskyky on rajoittunut ja hän on altis yksinkertaisille virheille. Tässä tilassa uusien motoristisien taitojen opettelu on haastavaa, jollei miltein mahdotonta. Optimialueen yläpuolelle sijoittuvat arvot kertovat keskushermoston ylivilk-kaudesta ja jännitteisyydestä. Tässä tilassa urheilija on useinmiten ärtynyt ja levoton, jolloin uupumistilassa olevan urheilijan tavoin uusien taitojen opettelu on hyödytöntä.



Kuva 17. DC-tason mittaustuloksia Omegawave sovelluksessa. Vasemmalla puolella oleva mittausta on otettu ennen uuvuttavaa ja pitkäkestoista harjoittelusessiota naispuoliselta ammattilaisesta tennispelaajalta. Oikeanpuoleinen mittausta suoritettiin harjoittelun jälkeen. Ennen harjoittelua mitattu noin 13 mV jännite on intensiivisen harjoittelun myötä pudonnut -28 millivolttiin. [14.]

5 Loppupohdintoja

Pääsääntöisesti tässä työssä esiintyvät menetelmät ja laitteet on suunnattu urheilijoille, jotka käyttävät tuloksia apunaan arvioidakseen heidän palautumista harjoittelusta. Tämän tekijän mielestä stressiä ja elimistön raskautilaa mittaavien laitteiden potentiaali on paljon tätä suurempi. Laitteita voitaisiin käyttää työympäristössä työperäisen stressin vähentämiseksi. Mittaukset ovat helppo suorittaa ja tulokset saadaan nopeasti.

Työyhteisössä tärkein kohderyhmä tällaisille laitteille on pitkiä työpäiviä, tarkkuutta ja hyvää keskittymiskykyä vaativan työn parissa työskentelevät. Varsinkin lentäjät ovat ammattiryhmä, jonka henkinen hyvinvointi on heidän työnsä luonteen puolesta erittäin tärkeää. Pitkät työpäivät ja aikaeron aiheuttama vuorokausi-rytmin kadottaminen ovat tavallisia lentäjien keskuudessa ja aiheuttavat nopeasti henkisten voimavarojen laskun. Useiden vakavien lento-onnettomuuksien taustalla ovat olleet lentäjien tekemät arviointivirheet, johtuen syvästä uupumuksesta. Ruotsissa tehtyjen tutkimusten mukaan yli puolet lentäjistä ovat joskus uransa aikana nukahtaneet puikkoihin ja 70 % on tehnyt väsymisen seurauksena virheitä lennon aikana [15, s. 1]. Näihin tutkimustuloksiin vedo-

ten kannettava, yksinkertaisesti toimiva laite, joka kykenee mittaamaan henkistä valmiustilaa olisi lentäjille korvaamaton apuväline.

Ehkä jonain päivänä HRV:tä tai aivojen matalataajuisia signaaleja mitataan yhtä usein kuin verenpainetta. Mittauslaitteiden pienentyessä ja muuttuessa yhä käyttäjäystävällisemmäksi, elimistön sähköisten signaalien tutkimisesta tulee luultavasti arkipäivää. Tämän tekijän mielestä biosähköisiä signaaleja analysoimalla, tullaan tulevaisuudessa diagnosoimaan sairauksia. Ihmistä voidaan tarkastella sähköisenä piirinä ja on loogista ajatella, että jos piirissä on jotain vialla, on se sähköisesti mitattavissa.

Lähteet

- 1 Lang, Heikki. 1994. Sähköiset aivomme; keskushermoston neurofysiologiset tutkimukset. Suomen kliinisen neurofysiologian yhdistys.
- 2 Fomin, Roman. 2013. Literary review of omegawave methods part 1. Verkkodokumentti.<www.omegawave.com/knowledge>. Luettu 25.9.2015.
- 3 Tallgren, Pekka. 2006. DC-EEG for routine clinical use: methods and clinical impact. Verkkodokumentti.<<http://lib.tkk.fi/Diss/2006/isbn9512269562/isbn9512269562.pdf>>. Luettu 28.10.2015.
- 4 Morris,W , Christopher. 2015. The effect of fluid periodization on athletic performance outcomes in american football players. Verkkodokumentti. <www.omegawave.com/knowledge>. Luettu 25.9.2015
- 5 Heikkilä, Juhani. Mäkijärvi, Markku. 2003. EKG. Kustannus Oy Duodecim.
- 6 Laitio, Timo. Scheinin, Harri. Kuusela, Tom. Mäenpää, Mika. Jalonen, Jouku. 2001. Mitä sydämen sykevälivaihtelu kertoo?. FINNANEST VOL.34 Nro3 2001.
- 7 Laine, Petri. 2013. Sovellus sydämen sykevälivaihtelun mittaamiseen. Verkkodokumentti. < <http://herkules.oulu.fi/thesis/nbnfioulu-201306011418.pdf>>. Luettu 9.11.2015.
- 8 Stress and recovery analysis method based on 24-hour heart rate variability. 2014. Verkkodokumentti. < https://www.firstbeat.com/app/uploads/2015/10/Stress-and-recovery_white-paper_20145.pdf>. Luettu 17.12.2015.
- 9 Recovery analysis for athletic training based on heart rate variability. 2015. Verkkodokumentti. < https://www.firstbeat.com/app/uploads/2015/10/Recovery-white-paper_15.6.20153.pdf>. Luettu 17.12.2015.
- 10 Mourot, Laurent. Bouhaddi, Malika. Perrey, Stephane. Cappelle, Sylvie. Henriet, Marie-Therese. Wolf, Jean-Pierre. Rouillon, Jean-Denis. Regnard, Jacques. 2004. Decrease in heart rate variability with overtraining; assessment by the Poincare plot analysis. Verkkodokumentti. < https://www.researchgate.net/profile/Laurent_Mourot/publication/8923030_Decrease_in_heart_rate_variability_with_overtraining_assessment_by_the_Poincar_plot_analysis/links/0c96051e3e7893f527000000.pdf>. Luettu 8.12.2015.
- 11 Term, Michaelmas. Townsend, Neil. 2001. ECG instrumentation. Verkkodokumentti. <https://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes2.pdf>. Luettu 15.1.2016.

- 12 Ortostaattinen testi ja sen suorittaminen. Verkkodokumentti .
<http://support.polar.com/fi/support/the_what_and_how_of_orthostatic_test>. Luettu 10.12.2015.
- 13 Fomin, Roman. Nasedkin, Valerie. 2013. Effective management of athlete preparation. Verkkodokumentti.<<https://omegawave.blob.core.windows.net/sitematerials/Academy/white-paper.pdf?sfvrsn=0>>. Luettu 25.9.2015.
- 14 Kraaijenhof, Henk. 2015. Testing the athlete's brain. Verkkodokumentti.
<https://www.omegawave.com/blog_post/blog/2015/04/28/testing-the-athlete's-brain>. Luettu 25.9.2015.
- 15 Väsymys painaa lentäjiä ohjaamoissa. 2011. Turun sanomat 19.10.2011. Luettu 1.2.2016.

Vertailuelektrodin paikan muutoksen vaikutus signaalin aaltomuotoon ja kenttäkuvioon.

